

視覚情報による姿勢制御の練習効果

朝 長 昌 三

Practice Effect of the Postural Control by the Visual Information

SHOZO TOMONAGA

The purpose of this study was to examine the practice effect of the body sway under three conditions ; eyes closed, eyes open, and feedback condition. The feedback information was the locus of the body sway drawn on a X-Y recorder. The subjects were instructed to control their posture as well as possible by watching the pen and their loci. That was the feedback condition. The number of trials in each condition was twenty-five. The indexes were velocity, acceleration, shift length, and area of the body-sway. The results were as follows :

- (1) The velocity of lateral component and the area of the body sway had practice effects under the feedback condition.
- (2) The area of the body sways under the feedback condition was the smallest of the three conditions.
- (3) Females had larger area of the body sway than males.

These results suggested that when the subjects controlled their posture by the feedback information used in this study, the sway of the center of gravity became more stable as the number of trials increased.

Key words : the sway of the center of gravity, feedback condition, practice effect, velocity, acceleration, shift length, area of the body sway

ヒトの姿勢制御は、前庭器官・体性感覚器官・視覚器官などの異種感覚情報を中枢神経系が統合・処理し、運動系に伝えることにより、姿勢の維持にかかわる筋肉群を収縮又は弛緩させることによって姿勢を保持・安定化させる系である。姿勢を維持させるための視覚情報の果たす役割は重要と考えられ（Edwards, 1946 ; Wapner and Witkin, 1950 ; 中田, 1983）、視覚的条件と姿勢、特に重心動揺との関係についての研究が数多く報告されてきた。

視覚器官から入力された情報が重心動揺におよぼす影響を観察するために、一般的

には固視標を凝視した条件をコントロールし、視覚に対して外乱を負荷した場合の重心動揺の変化を観察することが行われている。それに対して、視運動刺激や、視標追跡刺激のように動的な視覚刺激を用いた研究も試みられてきた。

市川ら(1989)は、視運動刺激が直立姿勢に与える影響について検討するために、視運動刺激中の重心動揺を周波数解析し、視運動刺激中の重心動揺のパワースペクトラムには、1 Hz および 2～3 Hz のパワーが増大する、また60deg / sec までの角速度の視運動刺激においては、パターン移動速度に比例して、重心の前方移動量が増大するという結果を得た。

河合ら(1991)は、大型半球スクリーン内を動く視標を追跡する視標追跡刺激を用いて、刺激周波数および運動視角と、重心動揺の動揺軌跡長と動揺面積との関係について検討した。そして運動視角30度において0.2Hzの視標追跡刺激を負荷したとき、動揺軌跡長と動揺面積はともに最大となり、それ以上の周波数では動揺軌跡長だけ減少する傾向を示すという結果を得た。

直立姿勢時の重心動揺の定量化の方法も、データをA/D変換した後、コンピュータを用いてFFT法による周波数分析を行う方法も多い(森戸・羽柴・林・三宅・渡辺, 1981; 中田, 1982, 1983; 清水・藤木, 1983; 藤原・池上, 1984; 稲村・河合・青木・天岸・間野・大原, 1986; 片平・岩崎・塚原・阪場・佐々木, 1987; 市川・渡邊, 1989)。また重心動揺を左右方向(X-成分)と前後方向(Y-成分)に関する時系列記録として計測してX-Y記録図を描き、動揺面積や動揺軌跡長などを求めて平衡調節機能を評価している研究も多い(稲村, 1982; 河合・稲村・間野, 1989; 渡辺・横山・高田, 1989; 河合・間野・古賀, 1991)。

本研究では、X-Yレコーダに描かれる被験者自身の動揺の軌跡と、X-Yレコーダのペンを動的な視覚刺激として用いた。すなわち、被験者はX-Yレコーダに描かれる自分自身の動揺の軌跡とペンを見ながら動揺をコントロールさせ、これをフィードバック条件とした。このように、被験者の重心動揺を直接被験者自身が視覚的フィードバック情報として用い、動揺を直接視覚的にとらえた場合の姿勢制御の現われ方、および1日5試行、5日間連続の計25試行における重心動揺の練習効果について明らかにするのが、本研究の目的である。またフィードバック条件と比較するために、被験者の眼前に呈示した固視点を凝視させて、直立姿勢をとった場合の開眼条件と、閉眼時に直立姿勢をとった場合の閉眼条件を用いた。本研究では、これら3条件における動揺の5日間計25試行の推移について検討した。

方 法

重心動揺の測定は、Fig. 1 に示したようなシステムを用いて行った。図のように、重心動揺は正三角形 3 点支持の平衡機能計（1 GO 1，三栄測器社）を用いて測定した。検出台からの出力は座標変換増幅器によって増幅され、レクチグラフ（8 K10，三栄測器社）、カセットデータレコーダ

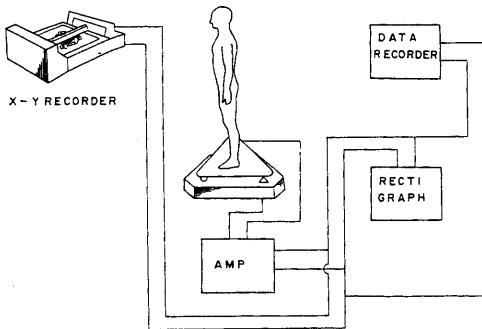


Fig. 1 The system used in measuring the sway of the center of gravity. The output from the detector was fed to the recti-graph, the data recorder, and the X-Y recorder. The subjects controlled their postures by watching their loci on the X-Y recorder and a pen of the X-Y recorder.

(R-61, TEAC 社)およびX-Yレコーダ（8 U61, 日本電気三栄社）に入力された。

被験者は検出台上に、踵を接し足尖を開いて（45度）直立し，両上肢を体側に接した姿勢をとった。検出台上での被験者の重心動揺が安定したことを，レクチグラフに描かれる動揺のX-成分（左右動揺）とY-成分（前後動揺）の軌跡によって確認した後，レクチグラフのペンの零点位置を調整した。

まず閉眼で直立姿勢時の動揺をデータレコーダに記録（65秒）し，

これを閉眼条件における重心動揺とした。閉眼条件における動揺を記録した後，被験者は検出台を下り，椅子に座り，約1分間の休憩をとった。

休憩後再び検出台上に直立させ，開眼で眼前約1.5mに呈示された（+）印の固視点を凝視させた状態における動揺を記録（65秒）した。これを開眼条件における重心動揺とした。

次に，再び被験者を椅子に座らせその時に，“X-Yレコーダのペンと，ペンによって描かれる動揺の軌跡を見ながら，できるだけペンを動かさないように姿勢をコントロールしてください。ペンはなるべく記録紙の中央にくるように調整してください”という指示を与えた。その説明後，被験者を検出台上に直立させX-Yレコーダのペンを凝視させた。そして被験者が重心を前方，後方，左方，右方に移動させると，斜前方約1 mに設置されたX-Yレコーダのペンもそれに従って動くことを確かめさせ，さらに姿勢のコントロールの仕方を練習させた。その後，X-Yレコーダのペンとペンの描く動揺の軌跡を視覚的フィードバック情報として姿勢をコントロールさせながら記録を行った（65秒）が，これをフィードバック条件における重心動揺とした。

閉眼条件、開眼条件およびフィードバック条件における動揺の3試行を1ブロックとして、1日に5ブロック、そしてこれを5日間連続して行った。

被験者は、健常な男子学生5人と女子学生5人の合計10人であった。

重心動揺の解析は、まずデータレコーダから出力したデータをA/D変換した後、重心動揺計解析プログラム（日本電気三栄社）によって動揺を左右方向と前後方向に関する時系列記録として計測し、各方向の平均速度、平均加速度および移動距離と、動揺の範囲を示す動揺面積を求めることによって重心動揺を定量化した。サンプリングタイムは50msで、取り込み時間は51.2sであった。

結 果

結果は以下の通りであった。

1. 練習効果

各被験者の各条件における1日5試行の平均値をその被験者の各条件における1日の代表値として、10人の被験者の5日間の練習効果をみるために分散分析を行い、Table 1のような結果を得た。

表からわかるように、閉眼条件においては左右動揺の平均速度と移動距離に、またフィードバック条件においては左右動揺の平均速度と動揺面積に練習効果があった。

次に、各条件における5日間の動揺の変化をみるために、各被験者の各条件における1日の代表値の10人の平均値を代表値として回帰直線 $Y = aX + b$ を求め、その定数 a 、 b について Table 2 のような結果を得た。

表からわかるように、フィードバック条件における左右動揺の平均加速度と前後動揺の平均速度を除いた動揺に減少傾向があった。Fig. 2 は、10人の被験者の各条件における動揺面積の5日間の

推移を示したものである。

図からもまた分散分析の

結果からも、動揺面積には練習効果がみられた。

2. 条件間の大小関係

3条件間の大小関係をみるために、各条件における各試行毎の10人の平均値を代表値として、対応のある t -検定を行い、

Table 1 Results of ANOVA on practice effect under the three conditions.

		Closed eyes	Eyes open	Feedback
Velocity	X	3.332 *	1.940	3.007 *
	Y	1.613	1.966	0.718
Acceleration	X	2.618	0.836	0.540
	Y	1.099	1.002	1.068
Shift length	X	2.854 *	1.334	2.030
	Y	0.926	0.800	0.619
Area		2.337	1.816	9.955 **

* ; $p < .05$, ** ; $p < .01$

以下のような結果を得た。

Table 2 Constant a, b regression line
 $Y = aX + b$.

- (1) 左右動揺の平均速度
開眼条件<フィード
バック条件<閉眼条件
- (2) 左右動揺の平均加速度
開眼条件<フィード
バック条件=閉眼条件
- (3) 左右動揺の移動距離
開眼条件<フィード
バック条件<閉眼条件
- (4) 前後動揺の平均速度
開眼条件<フィード
バック条件<閉眼条件
- (5) 前後動揺の平均加速度
開眼条件<フィード
バック条件<閉眼条件
- (6) 前後動揺の移動距離
開眼条件<フィード
バック条件<閉眼条件

		Cons.	Closed eyes	Eyes open	Feedback
Velocity	X	a	-0.013	-0.008	-0.014
		b	0.477	0.343	0.458
	Y	a	-0.010	-0.008	0.001
		b	0.480	0.345	0.395
Acceleration	X	a	-0.105	-0.050	-0.018
		b	3.345	2.389	3.031
	Y	a	-0.074	-0.045	0.054
		b	3.219	2.334	2.745
Shift length	X	a	-0.762	-0.427	-0.582
		b	28.800	21.003	27.371
	Y	a	-0.607	-0.420	-0.123
		b	34.252	26.885	31.777
Area	a		-0.062	-0.035	-0.041
	b		1.161	0.706	0.526

- (7) 動揺面積
フィードバック条件<
開眼条件<閉眼条件

以上の結果のように、
フィードバック条件におけ
る左右動揺および前後動揺
の平均速度、平均加速度、
移動距離は閉眼条件よりも
小で、開眼条件よりは大き
かった。それに対して、
フィードバック条件における動揺面積が最も小であった。

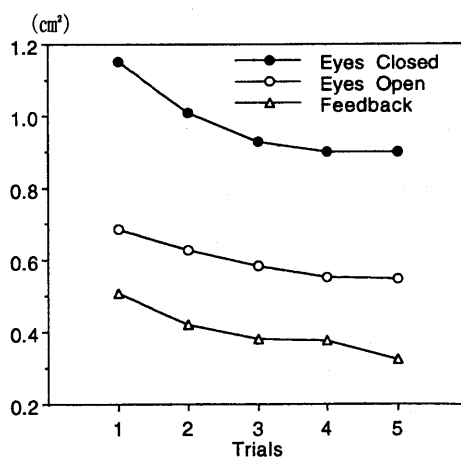


Fig. 2 A change of area of the body sway under three conditions.

3. 性差

男女差をみるために、男女各5人の各条件における各試行の値を代表値として、各条件の25試行について対応のあるt-検定を行いTable 3のような結果を得た。

表からわかるように、左右動揺については、3条件ともに平均速度、平均加速度お

よび移動距離において女性の方が大であった。また前後動揺については、フィードバック条件における平均加速度には差はなく、平均加速度および移動距離では男性の方が大であった。

動揺面積については、3条件ともに女性の方が大であった。

Table 3 Results of t-test on sex.

		Closed eyes	Eyes open	Feedback
Velocity	X	13.123 **	15.233 **	13.835 **
	Y	3.673 **	7.917 **	1.108
Acceleration	X	11.420 **	12.830 **	9.897 **
	Y	0.355	3.809 **	5.132 **
Shift length	X	11.562 **	13.221 **	10.050 **
	Y	1.077	3.465 **	4.758 **
Area		7.817 **	5.811 **	10.806 **

** ; $p < .01$

考 察

本研究の目的は重心動揺の練習効果をみるために、X-Yレコーダに描かれる被験者自身の動揺の軌跡とX-Yレコーダのペンを視覚的フィードバック情報として1日に5試行、さらにこれを5日間連続して姿勢をコントロールさせた場合の重心動揺の変化を、動揺の平均速度、平均加速度、移動距離および動揺面積から検討し、さらに閉眼条件と開眼条件における動揺と比較検討することであった。

練習効果

閉眼条件と開眼条件の左右動揺および前後動揺における平均速度、平均加速度および移動距離に減少傾向がみられた。フィードバック条件においては左右動揺の平均速度、平均加速度および移動距離に減少傾向があったが、前後動揺の平均速度と平均加速度には増加傾向があった。また動揺面積は閉眼条件、開眼条件、フィードバック条件ともに減少傾向があった。

しかしながら、表1からわかるように、閉眼条件においては左右動揺の平均速度 ($F=3.332$, $p<.05$) と移動距離 ($F=2.854$, $p<.05$) に練習効果があった。フィードバック条件においては左右動揺の平均速度に練習効果があった ($F=3.007$, $p<.05$)。動揺面積に関してはフィードバック条件において練習効果があった ($F=9.955$, $p<.01$)。

以上の結果のように、試行回数が増すにつれて、本研究で用いたようなX-Yレコーダに描かれる自分自身の動揺の軌跡を見ながら動揺をコントロールさせるフィードバック条件においては、前後動揺には練習効果が現われず、それに対して左右動揺の平均速度が緩やかになっていくという傾向がみられた。また特に動揺面積が小さくなって

いくという傾向がみられた。

これらのことから、姿勢を維持させるために視覚情報の果たす役割の重要性が考えられる。

閉眼条件においても、左右動揺の平均速度は緩やかになり移動距離も短くなることから、視覚情報を遮断しても視覚情報以外の情報によって姿勢はコントロールされていることが示唆される。

条件間の大小関係

中田(1983)は、直立時の姿勢保持には前庭迷路系、視覚系、体性感覚系などからの感覚情報が関与しており、これらの受容器の障害や受容器に対する刺激の一時的な遮断は直立姿勢保持能力を低下させるとし、正眼者、弱視者、全盲者に対する重心動揺の測定を行い周波数解析を試みた。そして、1.0Hz 又は2.0Hz 以下の周波数帯域で、弱視者と全盲者は開眼時に正眼者よりも有意に大きなパワーを示し、直立姿勢保持能力が低いことを明らかにした。河合ら(1989)は、明所および暗所における開眼・閉眼の重心動揺量の差を検討し、重心動揺距離および動揺面積がともに最も大きな測定値を示したのは暗所閉眼であり、最も小さかったのは明所開眼であるという結果を得た。これらの結果からも、姿勢を維持させるために視覚情報の果たす役割は重要と考えられる。

本研究で得た結果のように、フィードバック条件における左右動揺の平均速度は、開眼条件よりも速かった ($t=22.750$, $p<.01$) が、閉眼条件より遅かった ($t=27.696$, $p<.01$)。平均加速度は開眼条件よりも大であった ($t=21.443$, $p<.01$) が、閉眼条件より小であった。しかし統計的には有意な差はなかった ($t=1.144$, $p>.05$)。移動距離は開眼条件よりも長かった ($t=23.410$, $p<.01$) が、閉眼条件より短かった ($t=3.013$, $p<.01$)。

フィードバック条件における前後動揺の平均速度は、開眼条件よりも速かった ($t=17.700$, $p<.01$) が、閉眼条件より遅かった ($t=8.145$, $p<.01$)。平均加速度は開眼条件よりも大であった ($t=16.376$, $p<.01$) が、閉眼条件より小であった ($t=2.194$, $p<.05$)。移動距離は開眼条件よりも長かった ($t=20.793$, $p<.01$) が、閉眼条件より短かった ($t=2.885$, $p<.01$)。

フィードバック条件における動揺面積は、開眼条件よりも小 ($t=15.606$, $p<.01$) で、閉眼条件よりもさらに小であった ($t=20.086$, $p<.01$)。

このような結果から、本研究で用いた被験者自身の動揺の軌跡という動的な刺激を視標として、できるだけ小さな範囲で動揺するように姿勢をコントロールさせた場合、被験者は閉眼条件や開眼条件より小さな範囲で動揺した。

性差

重心動揺の性差に関しては、閉眼時および開眼時の動揺において、男性と女性との間に有意な差はないという結果（小島・竹森，1980）に対して、女性の方が男性よりも動揺面積は小であるという結果が報告されている（菅野・武谷，1971）。小林ら（1987）は、閉眼時には男性が女性に比べて有意に動揺面積が大であったが、開眼時には有意差は認められなかったという結果を得た。また臼井ら（1985）は、接地足蹠面の両足全体の変動係数は、男子の方が女子よりも小さく、直立能力は男子の方が高いとしている。

このように、これまでの研究では性差についての統一的な結果は得られていない。

本研究では、閉眼条件においては左右動揺の平均速度、平均加速度および移動距離ともに女性の方が男性よりも大であった。また前後動揺についても同様であったが、移動距離には有意な差はなかった。

開眼条件においても左右動揺の平均速度、平均加速度および移動距離ともに女性の方が大で、前後動揺においても同様であった。

フィードバック条件においては左右動揺の平均速度、平均加速度および移動距離は女性の方が大であったが、前後動揺の平均速度、平均加速度、移動距離ともに男性の方が大であった。

動揺面積については、閉眼条件、開眼条件、フィードバック条件ともに女性の方が男性よりも大であった。

以上のように本研究においては、閉眼条件および開眼条件における平均速度、平均加速度、移動距離および動揺面積ともに女性の方が男性よりも大であった。これらのことから、視覚情報を遮断したり固視標を見ながら姿勢をコントロールさせた場合の直立姿勢の維持は男性の方が高いと考えられる。またフィードバック条件においては、左右動揺は女性の方が大きく、前後動揺は男性の方が大で、動揺面積は女性の方が大であったことから、女性は前後動揺よりも左右動揺を多く使うことによって姿勢をコントロールしていると考えられた。

要 約

本研究の目的は、閉眼条件、開眼条件およびフィードバック条件における重心動揺が、試行数が増すにつれてどのように変化するかを重心動揺計解析プログラムに従って平均速度、平均加速度、移動距離および動揺面積から分析することであった。各条件ともに、1日に5試行、そしてこれを5日間連続して行った。結果は以下の通りであった。

1. 閉眼条件において、左右動揺の平均速度と移動距離に練習効果があった。また

フィードバック条件においては、左右動揺の平均速度と動揺面積に練習効果があった。

2. 左右動揺も前後動揺も開眼条件における平均速度、平均加速度および移動距離が最も小で、閉眼条件が最も大であった。それに対して、動揺面積はフィードバック条件が最も小で、閉眼条件が最も大であった。
3. 性差に関しては、3条件ともに左右動揺の平均速度、平均加速度、移動距離において女性の方が大であった。それに対して、フィードバック条件における前後動揺の平均加速度と移動距離は男性の方が大であった。また、動揺面積は3条件ともに女性の方が大であった。

引用文献

- Edwards, A. S. 1946 Body sway and vision. *Journal of Experimental Psychology*, 36, 526-536.
- 藤原勝夫・池上晴夫 1984 立位姿勢における身体動揺の周波数成分の加齢変化 姿勢研究, 4(2), 81-88。
- 市川真澄・渡邊悟 1989 ヒトの姿勢調節機能に与える視運動刺激の影響 環研年報, X L, 30-33。
- 稲村欣作 1982 One Foot Test と重心図分析方法の再検討 姿勢研究, 2(1), 49-57。
- 稲村欣作・河合学・青木賢一・天岸祥光・間野忠明・大原孝吉 1986 スタビログラムの低周波成分について一約1分前後の周期をもつ周波数成分と機械受容感覚情報との係わり 姿勢研究, 6(1), 1-11。
- 片平清昭・岩崎祥一・塚原進・阪場貞夫・佐々木武人 1987 立位姿勢における身体動揺と足低部位圧 姿勢研究, 7(1), 7-12。
- 河合学・稲村欣作・間野忠明 1989 立位姿勢における身体動揺と環境照度 姿勢研究, 9(1), 25-32。
- 河合学・間野忠明・古賀一男 1991 視標追跡刺激と身体動揺 姿勢研究, 11(1), 31-38。
- 小林祥泰・藤原茂芳・下手公一・小出己・鈴木知子・山口修平・恒松徳五郎・桧学・高木明 1987 正常高齢者における重心動揺と脳循環, 知的精神機能との関連について 姿勢研究, 7(1), 1-6。
- 小島幸江・竹森節子 1980 小児の身体平衡の発達について一正常小児, 起立位を中心に一耳鼻臨床, 73(5), 865-871。
- 森戸貞良・羽柴基之・林良一・三宅彰英・渡辺悟 1981 重心動揺よりみた Romberg 姿勢および Mann 姿勢 姿勢研究, 1(1), 13-19。
- 中田英雄 1982 重心動揺からみた視覚障害者の直立姿勢保持能力 姿勢研究, 2(1), 41-48。
- 中田英雄 1983 視覚障害者の直立姿勢保持能力 姿勢研究, 3(1), 1-7。
- 清水史郎・藤木宏嗣 1983 基本動的姿勢における重心動揺と身体動揺の3次元分析 姿勢研究, 3(2), 59-64。
- 菅野久信・武谷力 1971 平衡計とその臨床応用 *Equilibrium Res.*, Vol. 28., 38-39。
- 臼井永男・福田恵祥・大橋義春・北村国広・袴田祐治・大村弘司・鈴木陽市・倉沢一男・畫馬輝夫・平沢弥一郎 1986 ブランターアナライザによる直立能力の解析 姿勢研究, 5(1), 17-22。
- Wapner, S., & Witkin, H. A. 1950 The role of visual factors in the maintenance of body-balance. *Am. J. Psychology*, 63, 385-408.

- 渡辺功・山内公雄・平沢弥一郎・晝馬輝夫 1984 成人の直立能力に関する長期的変動(1)—One Foot Test を中心とした— 姿勢研究, 4 (2), 97—105。
- 渡辺興作・横山清子・高田和之 1989 ヒトの直立姿勢動揺の自己回帰モデルによる平衡調節機能の解析 姿勢研究, 9 (1), 33—41。
- 山内公雄・渡辺功・平沢弥一郎・晝馬輝夫 1985 成人の直立能力に関する長期的変動(2)—安定域を中心に— 姿勢研究, 5 (1), 7—15。